



①9 **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

⑫ **Gebrauchsmuster**
⑩ **DE 298 23 435 U 1**

⑤① Int. Cl.⁶:
A 61 F 2/66

②① Aktenzeichen:	298 23 435.1
⑥⑦ Anmeldetag:	11. 4. 98
aus Patentanmeldung:	98 10 6689.7
④⑦ Eintragungstag:	29. 7. 99
④③ Bekanntmachung im Patentblatt:	9. 9. 99

⑥⑥ Innere Priorität:
297 07 416. 4 24. 04. 97

⑦③ Inhaber:
Otto Bock Orthopädische Industrie Besitz- und
Verwaltungs-Kommanditgesellschaft, 37115
Duderstadt, DE

⑦④ Vertreter:
GRAMM, LINS & PARTNER, 38122 Braunschweig

⑤④ Fuß einsatz für einen Kunstfuß

DE 298 23 435 U 1

DE 298 23 435 U 1

GRAMM, LINS & PARTNER
Patent- und Rechtsanwaltssozietät
Gesellschaft bürgerlichen Rechts

GRAMM, LINS & PARTNER GbR, Theodor-Heuss-Str. 1, D-38122 Braunschweig

Otto Bock
Orthopädische Industrie Besitz- und
Verwaltungs-Kommanditgesellschaft
Max-Näder-Straße 15

37115 Duderstadt

10.03.99

Braunschweig:

Patentanwalt Prof. Dipl.-Ing. Werner Gramm**
Patentanwalt Dipl.-Phys. Dr. jur. Edgar Lins**
Rechtsanwalt Hanns-Peter Schrammek
Patentanwalt Dipl.-Ing. Thorsten Rehmann**
Patentanwalt Dipl.-Ing. Justus E. Funke**(+1997)
Rechtsanwalt Christian S. Drzymalla

Hannover:

Patentanwältin Dipl.-Chem. Dr. Martina Läufer**

* European Patent Attorney

** European Trademark Attorney

Unser Zeichen/Our ref.:
0108-246 DE-2

Datum/Date
08. März 1999

Die Erfindung betrifft einen federelastischen Fuß einsatz für
einen Kunstfuß, mit zumindest einem die Federsteifigkeit des
Kunstfußes bestimmenden Federelement und einer Adaptierungsein-
richtung zur Veränderung der Federsteifigkeit dieses Federele-
mentes.

Eine derartige Ausführungsform läßt sich der DE-A-42 05 900 ent-
nehmen. Der Fuß einsatz besteht hier aus drei Blattfedern, von
denen eine flach gebogene Blattfeder im Fersenbereich angeordnet
und mit ihrem vorderen Ende im Vorfußbereich mit einer gebogenen
Vorfußfeder verbunden ist, die sich mit ihrem einen Ende nach
oben in den Fußanschlußbereich erstreckt und hier mit einem
Adapter verschraubt ist, während das andere Federende bis in den
vorderen Fußbereich ragt. Dieser Vorfußfeder ist eine zweite,
etwas kürzer ausgebildete Blattfeder zugeordnet, die an ihrem
oberen Ende im Bereich des Adapteranschlusses mit dem oberen
Ende der Vorfußfeder verschraubt ist und mit letzterer einen
keilförmig sich nach vorn vergrößernden Aufnahme raum begrenzt,
in den ein luftgefülltes Druckkissen angeordnet ist, das sich
mit seiner Ober- und Unterseite an den beiden genannten Blatt-
federn abstützt. Der Patient kann die Federspannungsdaten dieses
Fuß einsatzes durch Veränderung des Luftdrucks im Druckkissen

Hannover: Koblenzer Straße 21
D-30173 Hannover
Bundesrepublik Deutschland
Telefon 0511 / 988 75 07
Telefax 0511 / 988 75 09

Antwort bitte nach / please reply to:

Braunschweig: Theodor-Heuss-Straße 1
D-38122 Braunschweig
Bundesrepublik Deutschland
Telefon 0531 / 28 14 0-0
Telefax 0531 / 28 140 28

verändern. Mit Hilfe einer manuell zu betätigenden Handpumpe läßt sich das Druckkissen aufblasen; eine Ventileinrichtung erlaubt ein Abblasen des Druckkissen-Innendruckes.

- 5 Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, den Tragekomfort des eingangs beschriebenen Fußesatzes zu verbessern.

10 Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Beaufschlagung der Adaptierungseinrichtung in Abhängigkeit von der jeweiligen Belastung des Fußesatzes durch den den Kunstfuß tragenden Patienten erfolgt.

15 In einer bevorzugten Ausführungsform ist es zweckmäßig, wenn das Federelement eine Vorfußfeder ist, und daß die sich durch die Fersenbelastung einstellende Fersenauslenkung im Fußesatz als Eingangsgröße für eine Zwangsregelung der Adaptierungseinrichtung dient.

20 Erfindungsgemäß wird somit die Steifigkeitseinstellung des Fußesatzes geregelt als Funktion der Gangdynamik des Patienten. Da die Federwege der Ferse in der Regel deutlich kleiner eingestellt sind als die des Vorfußes, ist der Einfluß des Fersenweges auf das Gangbild geringer. Erfindungsgemäß wird daher die Fersenauslenkung zur Steuerung der Vorfußsteifigkeit verwendet.

25 In einer weiteren Ausführungsform ist es vorteilhaft, wenn das justierbare Federelement ein luftgefülltes Druckkissen und die Adaptierungseinrichtung eine Luftpumpe ist, die durch die Fersenauslenkung angetrieben wird und somit bei steigender Fersenbelastung den Luftdruck im Druckkissen erhöht, während bei abnehmender Fersenbelastung der Luftdruck im Druckkissen abnimmt.

30 Dabei kann es wegen der nichtlinearen Kraft-Weg-Charakteristik einer Luftfeder vorteilhaft sein, wenn dem luftgefüllten Druckkissen eine konturierte Anlagefläche zugeordnet ist, deren auf das Druckkissen projizierte Fläche beim Eindringen in das Druckkissen so auf den Verlauf des Druckanstiegs infolge der Volumen-

abnahme im Druckkissen angepaßt ist, daß sich eine zumindest
angenähert lineare Kraft-Weg-Charakteristik des Druckkissens
ergibt. Eine derartige Linearisierung läßt sich auch durch eine
degressive Annäherung der beiden das Druckkissen zwischen sich
beaufschlagenden Anlageflächen erreichen.

Die Gangdynamik des Patienten ist eine Funktion seiner Tagesform
aber auch seiner aktuellen Beschäftigung. Während die Funktion
einer Anpassung an die Tagesform durchaus durch ein sukzessive
anpassendes System (wie vorstehend beschrieben mit Hilfe eines
Luftkissens) denkbar ist, muß die Anpassung an die momentane
Beschäftigung (etwa am Arbeitsplatz) teilweise sehr schnell,
praktisch von einem Schritt zum nächsten erfolgen. Eine derart
schnelle Anpassung kann jedoch ein pneumatisches System kaum
leisten.

Um eine schnelle, automatische Anpassung des Prothesenfußes an
die aktuelle Gangdynamik des Patienten zu verwirklichen, wird
erfindungsgemäß vorgeschlagen, daß das justierbare Federelement
eine als Blattfeder ausgebildete, sich zumindest über den Vor-
fußbereich erstreckende Vorfußfeder und die Adaptierungseinrich-
tung ein starrer, in Längsrichtung gegenüber der Vorfußfeder
verschiebbarer und deren Federsteifigkeit bestimmender Abstands-
halter ist, dessen Längsverschiebung durch eine mechanische Ver-
stelleinrichtung erfolgt, die kinematisch mit der Fersenauslen-
kung verbunden ist, die bei maximaler Auslenkung eine maximale
Verschiebung des Abstandshalters in Richtung des vorderen Endes
der Vorfußfeder bewirkt, während eine Vorfußentlastung eine
Rückbewegung des Abstandshalters in seine Ausgangsposition her-
vorruft.

Tritt bei dieser Ausführungsform der Patient bei einem zügigen
Schritt fest auf die Ferse, wird der Abstandshalter weiter nach
vorne verschoben; bei der darauf folgenden Belastung des Vorfu-
ßes wird die Position des Abstandshalters fixiert. Der Patient
kann dann mittels des steiferen Vorfußhebels einen längeren
Schritt ausführen als ihm dies bei einem weicheren Vorfußhebel

möglich wäre. Nach Entlastung des Vorfußes entfällt diese Fixierung, und der Abstandshalter kann in seine Ausgangsposition zurückkehren. Eine derartige Anordnung erlaubt die Adaptierung der Vorfußfederhärte für jeden einzelnen Schritt, was bei stark variierenden Tätigkeiten von Vorteil ist.

Die in derartigen Fuß einsätzen verwendeten Blattfedern sind einer außerordentlich hohen Belastung ausgesetzt. Dabei können die verwendeten Federn aus Carbonkomposit, aus Titan oder auch aus anderen geeigneten Materialien gefertigt sein. Die funktionell erforderliche Verformung führt zu hohen Spannungen, zu deren Aufnahme die Dauerfestigkeit der verwendeten Blattfedern häufig nicht ausreicht. Um die Strukturfestigkeit der in federelastischen Fuß einsätzen verwendeten Blattfedern zu erhöhen, wird erfindungsgemäß vorgeschlagen, daß zumindest die Vorfuß- oder Basisfeder aus zwei parallel geschalteten Blattfeder elementen besteht, die mit ihrem hinteren Ende momentenstarr gekoppelt sind. Während eine bloße Materialverstärkung das Problem in der Regel nicht zu lösen vermag, läßt sich die Strukturfestigkeit durch Parallelschaltung von zwei weicheren Federn überraschend wirksam verbessern, ohne hierdurch die erforderliche Federcharakteristik in unerwünschter Weise zu verändern. Dabei läßt sich das Ergebnis in einigen Fällen noch dadurch verbessern, daß die beiden parallel geschalteten Blattfeder elemente in ihren beiden Endbereichen momentenstarr gekoppelt sind.

Weitere Merkmale der Erfindung sind Gegenstand der Unteransprüche und werden in Verbindung mit weiteren Vorteilen der Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen näher erläutert.

In der Zeichnung sind einige als Beispiele dienende Ausführungsformen der Erfindung dargestellt. Es zeigen:

Figur 1 in Seitenansicht ein sich pneumatisch selbst adaptierender elastischer Fuß einsatz;

Figur 2 in einer Darstellung gemäß Figur 1 eine abgewandelte Ausführungsform eines sich mechanisch selbst adaptierenden Kunstfußes mit längsverschieblich angeordnetem Abstandshalter;

Figur 3 eine abgewandelte Ausführungsform in einer Darstellung gemäß Figur 2;

Figur 4 im Längsschnitt in der Sagitalebene eine Vorfußfeder mit federelastischen Druckpuffern;

Figur 5 eine abgewandelte Ausführungsform in einer Darstellung gemäß Figur 1;

Figur 6 in schematischer Darstellung ein Detail der Figur 5;

Figur 7 eine abgewandelte Ausführungsform in einer Darstellung gemäß Figur 2;

Figur 8 eine abgewandelte Ausführungsform in einer Darstellung gemäß Figur 1 und

Figur 9 eine weiterhin abgewandelte Ausführungsform in einer Darstellung gemäß Figur 1.

Figur 1 zeigt einen federelastischen Fußeinsetz, der eine C-förmig ausgebildete Fersenfeder 2 aufweist, die mit ihrem oberen Schenkel 2a mit dem hinteren Endbereich B einer Vorfußfeder 3 verschraubt ist. Der obere Schenkel 2a der C-Feder 2 ist mit einem Adapter 4 verschraubt, über den der Kunstfuß an eine Beinprothese anschließbar ist.

Die C-Feder 2 besteht aus zwei parallel geschalteten Blattfederelementen 5, 6, die nebeneinander angeordnet sind, angenähert parallel zueinander verlaufen, in ihren beiden Endbereichen mit-

einander verbunden sind und zwischen diesen beiden Endbereichen einen lichten Abstand 7 voneinander aufweisen. In diesen beiden Endbereichen ist zwischen den beiden Blattfeder-elementen 5, 6 jeweils ein Distanzelement 8 vorgesehen.

5

Die Vorfußfeder 3 setzt sich ebenfalls zusammen aus zwei parallel geschalteten Blattfeder-elemente 9, 10, die nebeneinander angeordnet und in ihren beiden Endbereichen A, B momentenstarr miteinander verbunden sind. Dabei ist nur im hinteren Endbereich B zwischen den beiden Blattfeder-elementen 9, 10 ein Distanzelement 8 vorgesehen. Zwischen den beiden Endbereichen A, B weisen die beiden Blattfeder-elemente 9, 10 einen lichten Abstand 7 voneinander auf, in den ein luftgefülltes Druckkissen 11 eingesetzt ist, das an den beiden Blattfeder-elementen 9, 10 spannungsfrei anliegt.

15

Das luftbefüllte Druckkissen 11 ist an den Druckstützen eines Luftpumpenelementes 12 angeschlossen, das in dem von der C-Feder 2 umschlossenen Raum angeordnet und in Abhängigkeit vom Patientengewicht- und/oder durch die Patientenaktivität betätigbar ist. Die C-Feder 2 wird unter Fersenbelastung etwas zusammengedrückt, wobei die sich dadurch einstellende Abstandsänderung der beiden C-Federschenkel 2a, 2b voneinander eine Fersenauslenkung definiert, die den Antrieb für das Luftpumpenelement 12 darstellt.

20

25

Bei der Ausführungsform gemäß Figur 2 entsprechen die C-Feder 2 und die Vorfußfeder 3 im wesentlichen denen der Figur 1. Jedoch ist anstelle einer pneumatischen Adaptierung in Figur 2 eine mechanische Adaptierung dargestellt. Hier ist das untere freie Schenkelende der C-Feder 2 über eine Schubstange 14 mit einem starren Abstandshalter 13 kinematisch verbunden. Das nach vorn weisende Ende der Schubstange 14 ist längsverschieblich in einer seitlich am Abstandshalter 13 sitzenden Kulisse 15 geführt, liegt rückseitig mit einem Mitnehmer 16 an der Kulisse 15 an und stützt sich mit ihrem freien Ende über eine Feder 17 an der Kulisse 15 ab. Tritt der Patient bei einem zügigen Schritt fest

30

35

auf die Ferse, führt die Verformung der C-Feder 2 (Fersenauslenkung) zu einer Verschiebung der Schubstange 14, die über ihren Mitnehmer 16 den Abstandshalter 13 weiter nach vorn verschiebt, wo er bei der darauf folgenden Belastung des Vorfußes fixiert wird. Die Feder 17 ermöglicht ein Zurückfedern der Fersenfeder, ohne hierbei die Position des Abstandshalters 13 zu verändern. Nach Entlastung des Vorfußes entfällt die Fixierung des Abstandshalters 13, der daraufhin unter Einwirkung der schwach ausgelegten Feder 17 wieder in seine Ausgangsposition zurückkehrt.

Bei dem Lösungsvorschlag gemäß Figur 2 wird somit eine schnelle, automatische Anpassung des Prothesenfußes an die aktuelle Gangdynamik des Patienten verwirklicht, wobei die Steifigkeit der zweilagigen Vorfußfeder 3 mit einem längsverschieblichen, mechanischen Abstandshalter 13 eingestellt wird, dessen Steuerung über die Härte des Fersenauftritts erfolgt.

Figur 3 zeigt eine mit Figur 2 vergleichbare Vorfußfeder 3, deren starre Abstandshalter 13 über eine Spindel 19 längsverschieblich ist, auf der der Abstandshalter 13 mit einer nicht näher dargestellten Spindelmutter geführt ist. Die Spindel 19 ragt mit ihrem hinteren Ende aus dem hinteren Endbereich B der Vorfußfeder 3 heraus und wird hier angeschlossen an eine nicht näher dargestellte mechanische Verstelleinrichtung, die kinematisch mit der Fersenauslenkung der C-Feder verbunden ist.

Figur 4 zeigt eine Vorfußfeder 3, die in dem lichten Abstand 7 zwischen ihren beiden Blattfederelementen 9, 10 ein elastisches Druckkissen 11 aufnimmt, das - wie es der Pfeil 18 andeutet - entweder in Längsrichtung der Vorfußfeder 3 über eine mechanische Einrichtung z. B. gemäß Figur 2 oder Figur 3 in Abhängigkeit von der Fersenbelastung verschiebbar oder aber in der dargestellten Position mit einer fersenbelastungsabhängigen Steuerung z. B. gemäß Figur 1 aufblasbar ist.

Der in Figur 5 dargestellte gelenklose Kunstfuß weist eine strichpunktiert angedeutete kosmetische Hülle 1 auf, die einen federelastischen Fußeinsatz umschließt. Letzterer entspricht hinsichtlich der Beaufschlagung des luftgefüllten Druckkissens 11 der Ausführungsform gemäß Figur 1. Jedoch liegt das Druckkissen 11 gemäß Figur 5 auf einer verschwenkbaren, ebenfalls als Blattfeder ausgebildeten, bis in den Vorfuß reichenden Basisfeder 21 auf, die mit ihrem hinteren Ende im oberen Bereich der C-Feder 2 verschwenkbar angelenkt ist. Das Druckkissen 11 wird auf seiner Oberseite von einem steif ausgebildeten Schenkel 22 des Fußeinsatzes beaufschlagt. Die Anlagefläche 23 dieses steifen Schenkels 22 ist konturiert ausgebildet.

Figur 6 soll verdeutlichen, daß die auf das Druckkissen 11 projizierte Fläche C der konturierten Anlagefläche 23 beim Eindringen in das Druckkissen 11 so auf den Verlauf des Druckanstiegs infolge der Volumenabnahme im Druckkissen 11 angepaßt ist, daß sich eine zumindest angenähert lineare Kraft-Weg-Charakteristik des Druckkissens 11 ergibt. Dabei ist die Fläche C in der eingezeichneten Kraftrichtung F projiziert.

Da Luftfedern in der Regel eine nichtlineare Kraft-Weg-Charakteristik besitzen wird erfindungsgemäß die Anlagefläche 23 so konturiert, daß linearisierte Kennlinien entstehen. Das Kraft-Weg-Verhalten derart luftgefüllter Druckkissen ist im isothermen Fall eine Funktion der anliegenden, in Kraftrichtung projizierten Fläche C sowie des Kehrwertes des Restvolumens V im Druckkissen, dessen Innendruck P sich dann aus dem Quotienten F/C ergibt.

Die Ausführungsform gemäß Figur 7 entspricht hinsichtlich des Abstandshalters und seiner kinematischen Verbindung mit der C-Feder dem Lösungsvorschlag gemäß Figur 2, jedoch sind hier die beiden die Vorfußfeder 3 bildenden Blattfederelemente 9, 10 nur an ihrem hinteren Ende B momentenstarr miteinander gekoppelt.

Der in Figur 8 dargestellte Fuß einsatz ist gekennzeichnet durch eine sich über nahezu die gesamte Länge des Fuß einsatzes erstreckende Vorfußfeder 3 und eine flach sinusförmig ausgebildete Fersenfeder 24, die mit ihrem vorderen Schenkelende 24a im mittleren Längsbereich der Vorfußfeder 3 an deren Unterseite befestigt ist. Die Adaptierungseinrichtung ist wiederum durch ein Luftpumpenelement 12 gebildet, das zwischen dem hinteren Schenkelende 24b der Fersenfeder 24 und dem hinteren Ende der Vorfußfeder 3 angeordnet ist. Es handelt sich also wiederum um eine pneumatisch adaptierende Ausführung, deren Vorzug darin zu sehen ist, daß eine größere Durchbiegung des Vorfußes für einen größeren Gesamtweg der Adaptiereinrichtung sorgt. Bei Verwendung einer Luftpumpe als Adaptiereinrichtung wird somit mehr Luft angesaugt bzw. mehr Luft in die luftgefüllten Druckkissen 11 und somit in den Vorfuß gefördert. Bei erfolgreicher Adaptierung läßt die Durchbiegung des Vorfußes aufgrund der größeren Federsteifigkeit nach, so daß die Pumpe wieder das als üblich festgelegte Volumen fördert.

Der in Figur 9 dargestellte Fuß einsatz besteht aus einer sich über nahezu die gesamte Länge des Fuß einsatzes erstreckenden Basisfeder 21 sowie aus einer im Fersenbereich angeordneten C-Feder 2, die mit ihrem oberen C-Schenkel 2a die Prothesenbelastung aufnimmt und mit ihrem unteren C-Schenkel 2b auf einem von dem hinteren Ende der Basisfeder 21 gebildeten nach hinten hochgezogenen Sattel 25 aufliegt. Letzterer stützt sich auf einem Fersenkeil 26 ab. Zwischen dem oberen C-Schenkel 2a und einem hinter ihm angeordneten Lagerbock 27 ist eine Fesselung in Form eines nicht näher dargestellten Pneumatikzylinders 28 vorgesehen, der eine progressive Kraft-Weg-Kennlinie aufweist. Außerdem ist zwischen dem oberen C-Schenkel 2a und dem Lagerbock 27 eine Luftpumpe 12 angelenkt, deren Druckstutzen 12a an den Pneumatikzylinder 28 angeschlossen ist.

Der Pneumatikzylinder 28 dient somit als Fesselglied zur Veränderung der Federeigenschaften des Fuß einsatzes. Eine Vorfußbelastung

stung führt über das von ihr ausgehende Moment zu einer Aufweitung der C-Feder 2. Die hierbei auftretenden Kräfte sollen über das Fesselglied in die Basisbefestigung abgeleitet werden. Das Fesselglied soll aber in beiden Richtungen der Verformung der C-Feder 2, also sowohl beim Zubiegen als auch beim Aufbiegen wirken. Dabei soll das Zubiegen der C-Feder am Anfang möglichst weich erfolgen, während bei weiterer Verformung die vom Fesselglied auf die Verformung der C-Feder ausgeübte begrenzende Wirkung zunehmen soll. Diese Progression stellt sich für den Patienten durch ein erleichtertes Abrollen auf den Vorfuß dar, da eine durch eine derartige Fesselung unterstützte C-Feder weicher ausgeführt werden kann. Dabei schlägt sich der für den Patienten spürbar geringere Vorfußwiderstand auch in dem Knöchelmomentenverlauf in der Standphase nieder. Um nun diese Progression automatisch in Abhängigkeit von der jeweiligen Belastung des Fußes durch den den Kunstfuß tragenden Patienten aktiv zu steuern, ist als Adaption die dem Pneumatikzylinder parallel geschaltete Luftpumpe 12 vorgesehen, die mit ihrem Druckstutzen an den Pneumatikzylinder 28 angeschlossen ist. Letzterer ist in Figur 9 nicht dargestellt; er liegt hinter der Luftpumpe 12. Dabei dürfte es allerdings zweckmäßig sein, den Querschnitt der Luftpumpe 12 kleiner zu halten als den Querschnitt des Pneumatikzylinders. Drückt die Luftpumpe 12 eine zusätzliche Luftmenge in den Pneumatikzylinder 28, wird dessen Grunddruck und damit dessen Steifigkeit erhöht. Der Druckabbau im Pneumatikzylinder kann wiederum über eine Leckage erfolgen.

Die hintere, am Lagerbock 27 vorgesehene Fessellagerung liegt vorzugsweise im Achillessehnenbereich. Die vordere bzw. obere Fessellagerung kann unmittelbar am Adapter 4 angreifen.

Zusammenfassend wird somit für den Lösungsvorschlag gemäß Figur 9 festgestellt: Die Fesselung steuert die Aufbiegungsbegrenzung der C-Feder 2 in Abhängigkeit von der vorhergehenden Zubiegung der C-Feder 2, die der Fersenbelastung entspricht. Da die Vorfußsteifigkeit durch die Serienschaltung von C- und Basisfeder 2, 21 bestimmt wird, ergibt sich eine progressive Kennlinie, die

10.03.99

11

durch die progressive Wegbegrenzung der Fesselung gesteuert wird. Dabei besteht der Vorzug dieser Lösung darin, daß durch Einflußnahme auf die Fesselungscharakteristik die Vorfußsteifigkeit sowie deren Kennlinie beeinflusst werden kann. Eine weiche, progressive Kennlinie erleichtert das Abrollen des Fußes, erlaubt aber nur eine eingeschränkte Gangdynamik und Energierückgabe. Eine härtere, lineare Kennlinie erlaubt hingegen eine höhere Gangdynamik, ist aber bei niedrigen Gehgeschwindigkeiten unbequem.

5

10

Gr/ge

GRAMM, LINS & PARTNER
Patent- und Rechtsanwaltssozietät
Gesellschaft bürgerlichen Rechts

GRAMM, LINS & PARTNER GbR, Theodor-Heuss-Str. 1, D-38122 Braunschweig

Otto Bock
Orthopädische Industrie Besitz- und
Verwaltungs-Kommanditgesellschaft
Max-Näder-Straße 15

37115 Duderstadt

10.03.99

Braunschweig:

Patentanwalt Prof. Dipl.-Ing. Werner Gramm**
Patentanwalt Dipl.-Phys. Dr. jur. Edgar Lins**
Rechtsanwalt Hanns-Peter Schrammek
Patentanwalt Dipl.-Ing. Thorsten Rehmann**
Patentanwalt Dipl.-Ing. Justus E. Funke** (†1997)
Rechtsanwalt Christian S. Drzymalla

Hannover:

Patentanwältin Dipl.-Chem. Dr. Martina Läufer**

* European Patent Attorney
° European Trademark Attorney

Unser Zeichen/Our ref.:
0108-246 DE-2

Datum/Date
08. März 1999

Schutzansprüche

1. Federelastischer Fuß einsatz für einen Kunstfuß, mit zumin-
dest einem die Federsteifigkeit des Kunstfußes bestimmenden
5 Federelement (11; 3, 13; 21, 13) und einer Adaptierungsein-
richtung zur Veränderung der Federsteifigkeit dieses Feder-
elementes, dadurch gekennzeichnet, daß die Beaufschlagung
der Adaptierungseinrichtung in Abhängigkeit von der jewei-
10 ligen Belastung des Fuß einsatzes durch den den Kunstfuß
tragenden Patienten erfolgt.
2. Fuß einsatz nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das
Federelement eine Vorfußfeder (3) ist, und daß die sich
15 durch die Fersenbelastung einstellende Fersenauslenkung im
Fuß einsatz als Eingangsgröße für eine Zwangsregelung der
Adaptierungseinrichtung dient.
3. Fuß einsatz nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß das
justierbare Federelement ein luftgefülltes Druckkissen (11)
20 und die Adaptierungseinrichtung eine Luftpumpe (12) ist,
die durch die Fersenauslenkung angetrieben wird und somit

Hannover: Koblenzer Straße 21
D-30173 Hannover
Bundesrepublik Deutschland
Telefon 0511 / 988 75 07
Telefax 0511 / 988 75 09

Antwort bitte nach / please reply to:

Braunschweig: Theodor-Heuss-Straße 1
D-38122 Braunschweig
Bundesrepublik Deutschland
Telefon 0531 / 28 14 0-0
Telefax 0531 / 28 140 28

bei steigender Fersenbelastung den Luftdruck im Druckkissen (11) erhöht, während bei abnehmender Fersenbelastung der Luftdruck im Druckkissen (11) abnimmt. (Figuren 1 und 5)

4. Fuß einsatz nach Anspruch 3, gekennzeichnet durch ein dem Druckkissen (11) zugeordnetes, eine konstante Überdruckleckage bildendes Überdruckventil zum Abbau des Luftdruckes innerhalb einer vorgegebenen Zeitspanne.
5. Fuß einsatz nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Adaptierungseinrichtung einen Zwischenspeicher umfaßt, der den aktuellen Wert der Fersenauslenkung memoriert, wobei bei zunehmender Fersenauslenkung weitere Luft in das Druckkissen (11) gepumpt, bei abnehmender Fersenauslenkung der Luftdruck im Druckkissen (11) aber verringert wird.
6. Fuß einsatz nach Anspruch 3, 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet, daß dem luftgefüllten Druckkissen (11) eine konturierte Anlagefläche (23) zugeordnet ist, deren auf das Druckkissen (11) projizierte Fläche (C) beim Eindringen in das Druckkissen (11) so auf den Verlauf des Druckanstiegs infolge der Volumenabnahme im Druckkissen (11) angepaßt ist, daß sich eine zumindest angenähert lineare Kraft-Weg-Charakteristik des Druckkissens (11) ergibt. (Figuren 5 und 6)
7. Fuß einsatz nach einem der Ansprüche 3 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß das luftgefüllte Druckkissen (11) auf einer verschwenkbaren, als Blattfeder ausgebildeten, bis in den Vorfuß reichenden Basisfeder (21) aufliegt und auf seiner Oberseite von einem steif ausgebildeten Schenkel (22) des Fuß einsatzes beaufschlagt ist. (Figur 5)
8. Fuß einsatz nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das justierbare Federelement eine als Blattfeder ausgebildete, sich zumindest über den Vorfußbereich erstreckende Vorfußfeder (3) und die Adaptierungseinrichtung ein starrer, in

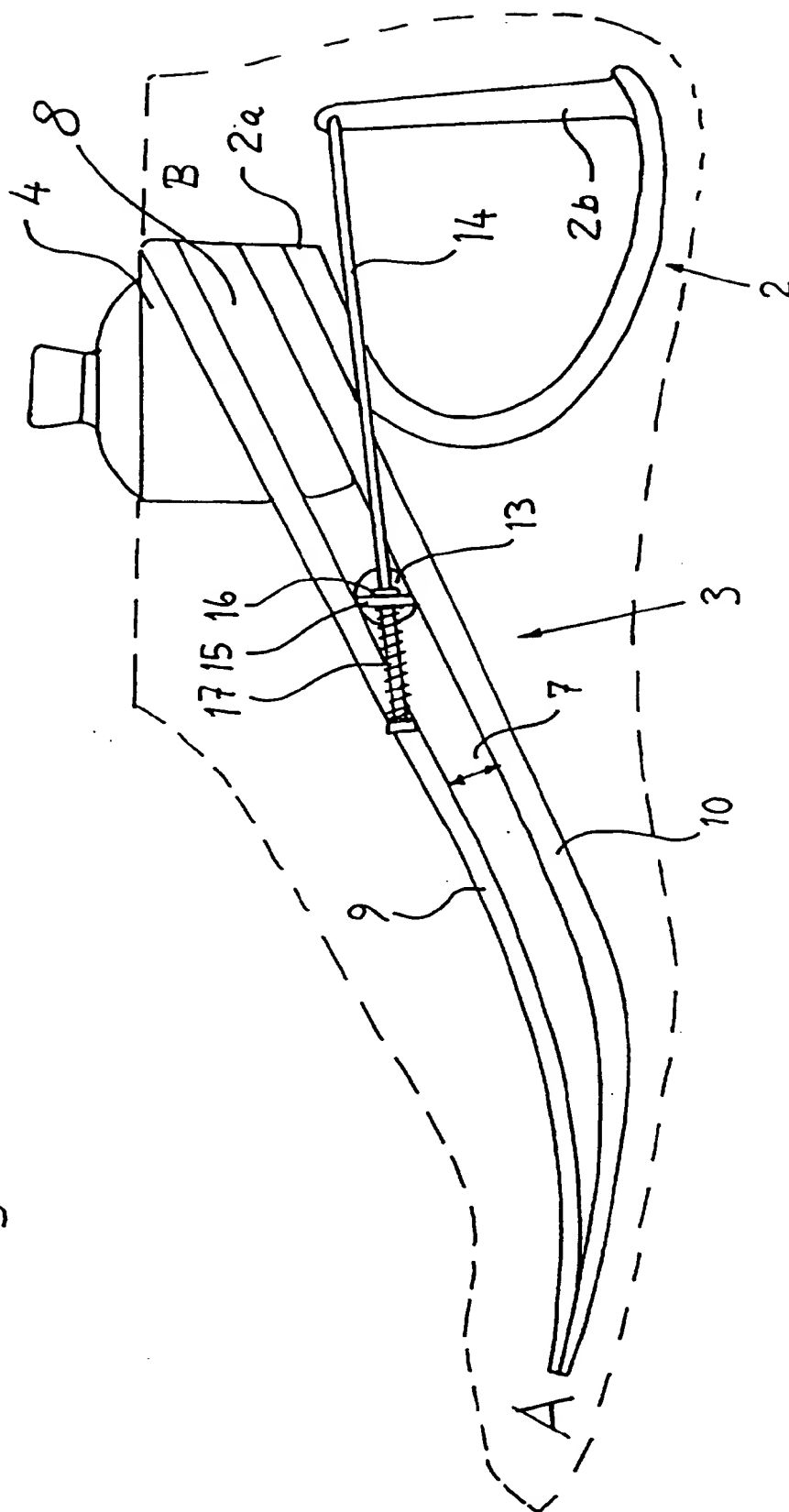
- Längsrichtung gegenüber der Vorfußfeder (3) verschiebbarer und deren Federsteifigkeit bestimmender Abstandshalter (13) ist, dessen Längsverschiebung durch eine mechanische Verstelleinrichtung (14, 15, 16, 17; 19, 20) erfolgt, die kinematisch mit der Fersenauslenkung verbunden ist, die bei maximaler Auslenkung eine maximale Verschiebung des Abstandshalters (13) in Richtung des vorderen Endes der Vorfußfeder (3) bewirkt, während eine Vorfußentlastung eine Rückbewegung des Abstandshalters (13) in seine Ausgangsposition hervorruft. (Figuren 2, 3 und 7)
- 5
9. Fußeinsatz nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine im Fersenbereich angeordnete C-Feder (2), die unter Fersenbelastung etwas zusammengedrückt wird, wobei die sich dadurch einstellende Abstandsänderung der beiden Federschenkel (2a, 2b) voneinander die Fersenauslenkung definiert. (Figuren 1, 2, 5 und 7)
- 15
10. Fußeinsatz nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Adaptierungseinrichtung bzw. deren Antrieb in dem von der C-Feder (2) umschlossenen Raum angeordnet ist. (Figuren 1 und 5)
- 20
11. Fußeinsatz nach Anspruch 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, daß die C-Feder (2) mit ihrem oberen Schenkel (2a) mit dem hinteren Ende einer Vorfuß- oder Basisfeder (3, 21) verbunden ist. (Figuren 1, 2, 5 und 7)
- 25
12. Fußeinsatz nach Anspruch 1 oder 2, gekennzeichnet durch eine sich über nahezu die gesamte Länge des Fußeinsatzes erstreckende Vorfußfeder (3) und eine flach sinusförmig ausgebildete Fersenfeder (24), die mit ihrem vorderen Schenkelende (24a) im mittleren Längsbereich der Vorfußfeder (3) an deren Unterseite befestigt ist, wobei die Adaptierungseinrichtung bzw. deren Antrieb zwischen dem hinteren Schenkelende (24b) der Fersenfeder (24) und dem hinteren Ende der Vorfußfeder (3) angeordnet ist. (Figur 8)
- 30
- 35

13. Fuß einsatz nach einem der Ansprüche 2 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorfuß- oder Basisfeder (3, 21) aus zwei parallel geschalteten Blattfederelementen (9, 10) besteht, die mit ihrem hinteren Ende momentenstarr gekoppelt sind. (Figuren 1, 2, 7 und 8)
14. Fuß einsatz nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die beiden parallel geschalteten Blattfederelemente (9, 10) in ihren beiden Endbereichen (A, B) momentenstarr gekoppelt sind. (Figuren 1, 2 und 8)
15. Fuß einsatz nach Anspruch 1, 9 oder 10, gekennzeichnet durch eine sich über nahezu die gesamte Länge des Fuß einsatzes erstreckende Basisfeder (21) und durch eine im Fersenbereich angeordnete C-Feder (2) die mit ihrem oberen C-Schenkel (2a) die Prothesenbelastung aufnimmt und mit ihrem unteren C-Schenkel (2b) auf einem von dem hinteren Ende der Basisfeder (21) gebildeten, nach hinten hochgezogenen Sattel (25) aufliegt, der sich auf einem Fersenkeil (26) abstützt, wobei zwischen dem oberen C-Schenkel (2a) und einem hinter ihm angeordneten Lagerbock (27) eine Fesselung in Form eines Pneumatikzylinders (28) vorgesehen ist, der eine progressive Kraft-Weg-Kennlinie aufweist und an den Druckstutzen (12a) einer Luftpumpe (12) angeschlossen ist, die ebenfalls zwischen dem oberen C-Schenkel (2a) und dem Lagerbock (27) angelenkt ist.

GRAMM, LINS & PARTNER GbR
Gr/ge

10.03.99

Fig. 2



10.03.99

Fig. 3

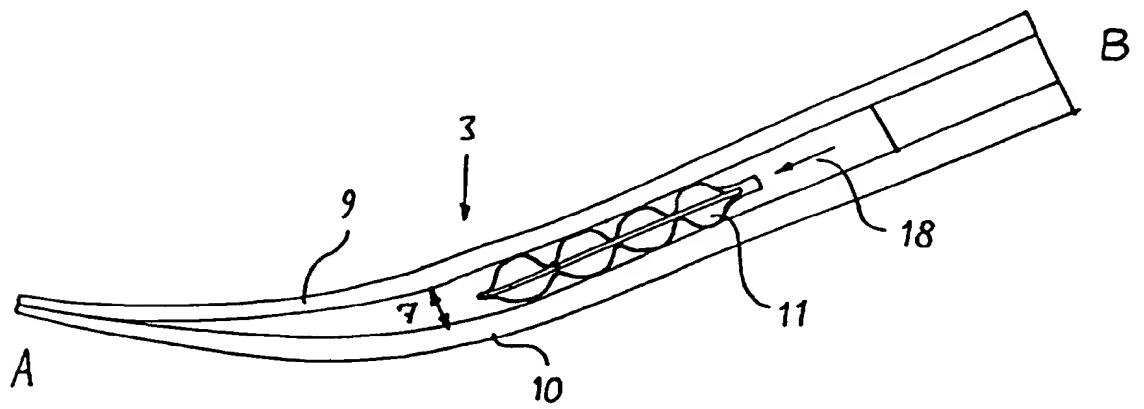
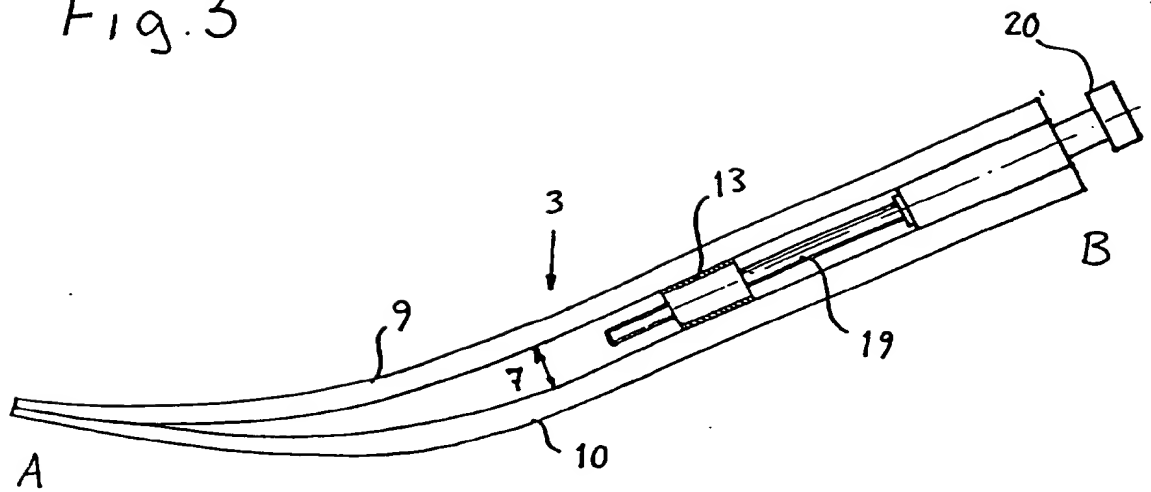
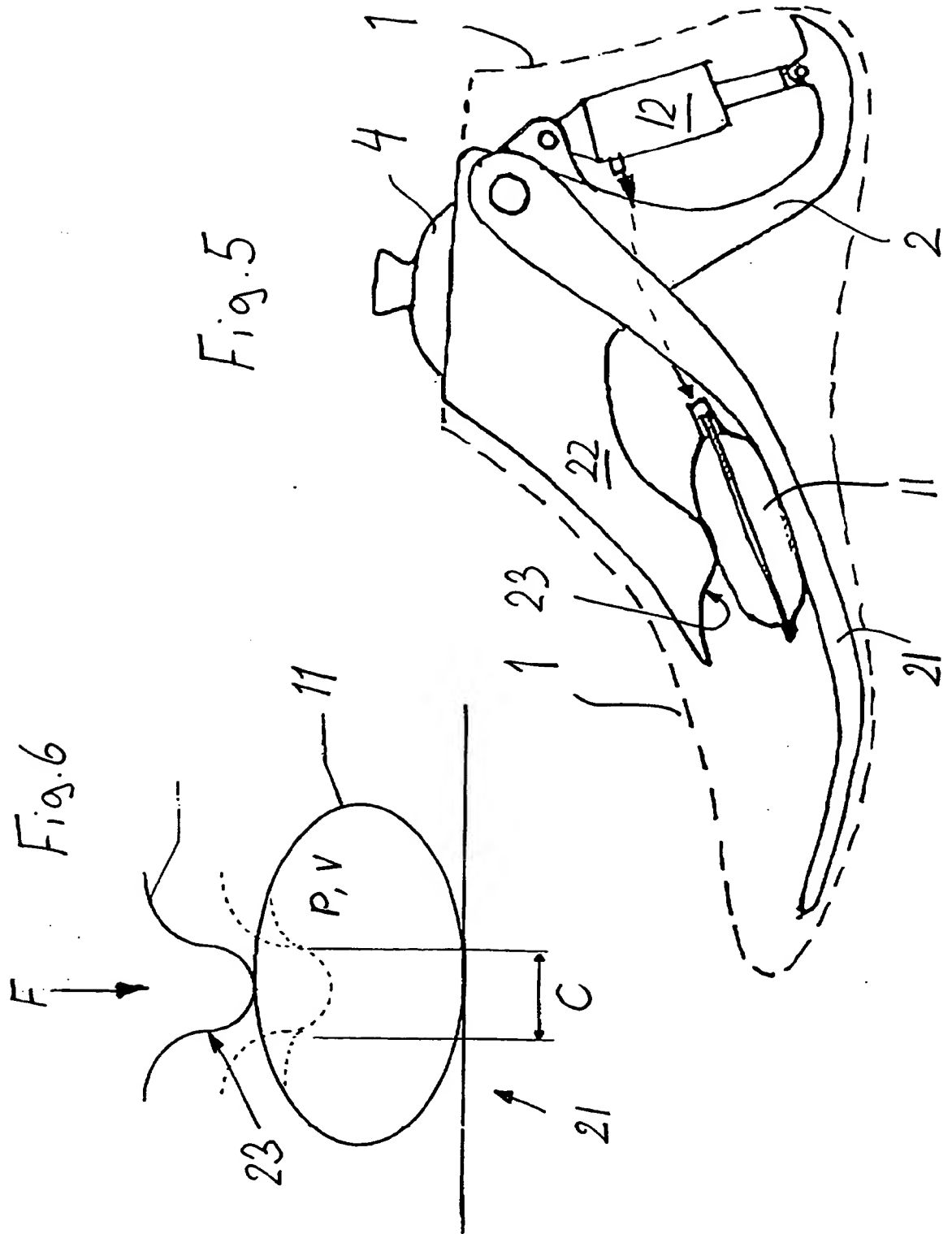


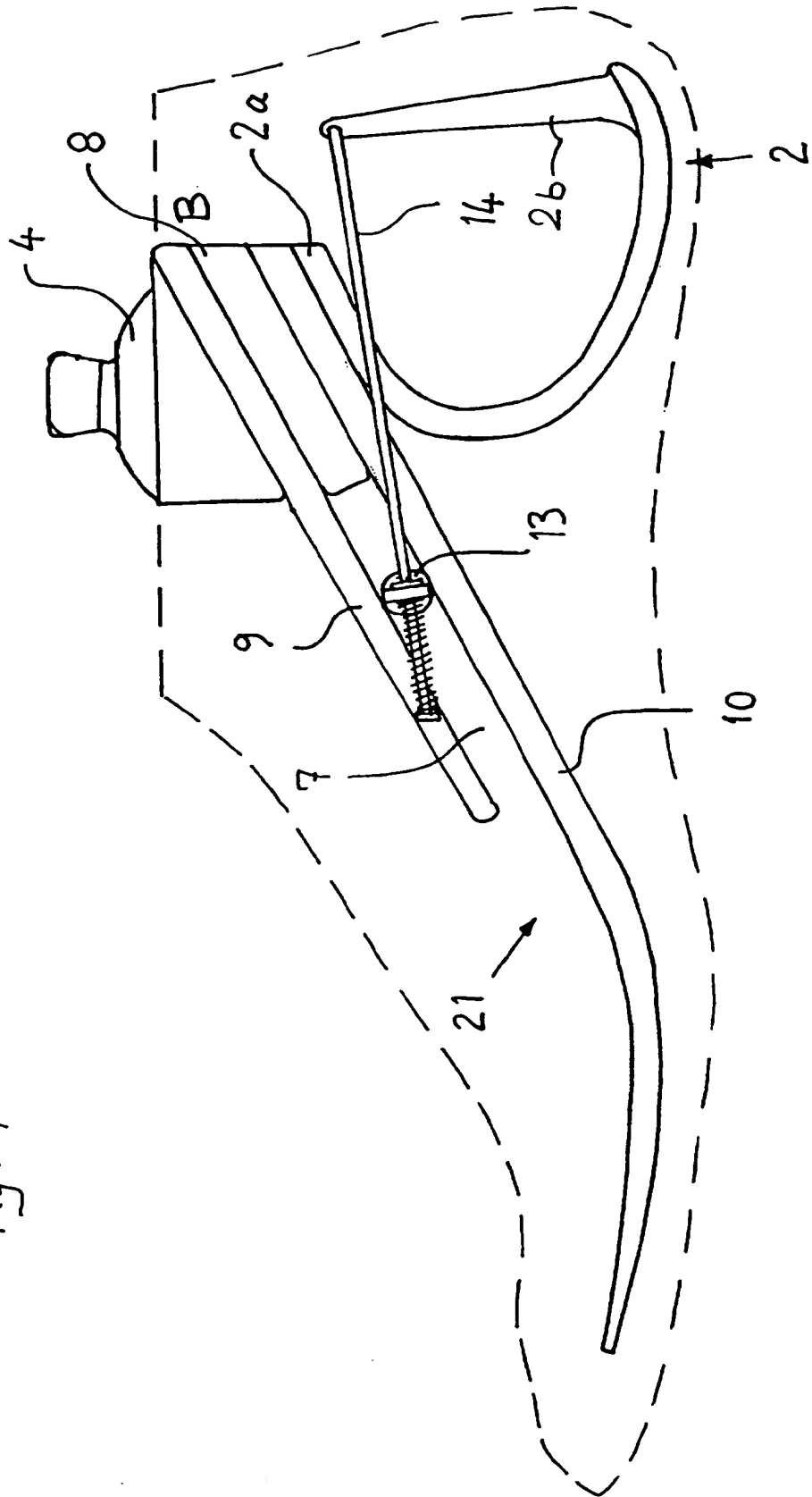
Fig. 4

10.03.99



10.03.99

Fig. 7



10.03.99

Fig. 8

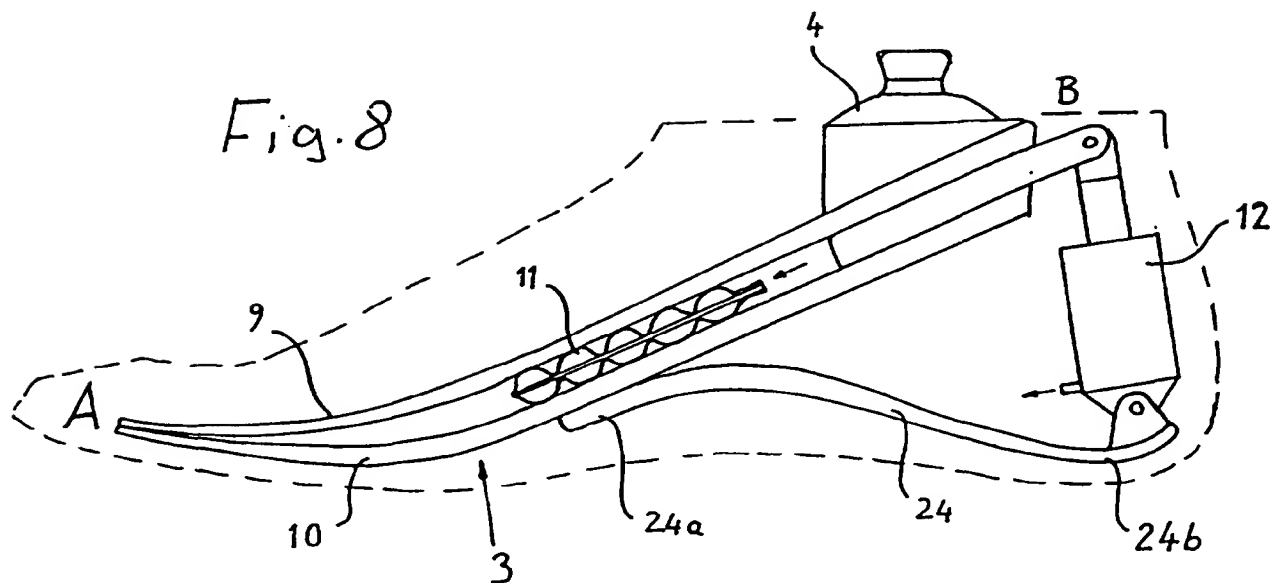


Fig. 9

